

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2004年6月17日 (17.06.2004)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2004/051249 A1

(51) 国際特許分類: G01N 27/327

(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/015358

(22) 国際出願日: 2003年12月1日 (01.12.2003)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2002-350198 2002年12月2日 (02.12.2002) JP

(71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): アークレイ株式会社 (ARKRAY, INC.) [JP/JP]; 〒601-8045 京都府 京都市 南区東九条西明田町 57 Kyoto (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 白木 裕章 (SHIRAKI, Yasunori) [JP/JP]; 〒601-8045 京都府 京都市 南区東九条西明田町 57 アークレイ株式会社内 Kyoto (JP). 日下 靖英 (KUSAKA, Yasuhide) [JP/JP]; 〒601-8045 京都府 京都市 南区東九条西明田町 57 アークレイ株式会社内 Kyoto (JP). 小林 大造

(52) (KOBAYASHI,Taizo) [JP/JP]; 〒601-8045 京都府 京都市 南区東九条西明田町 57 アークレイ株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 吉田 稔, 外 (YOSHIDA, Minoru et al.); 〒543-0014 大阪府 大阪市 天王寺区 玉造元町 2 番 32-1301 Osaka (JP).

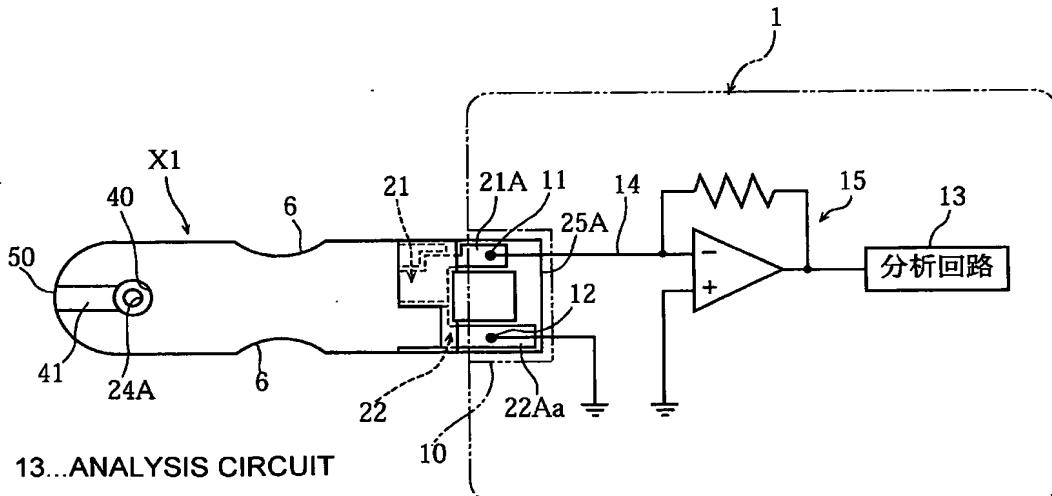
(81) 指定国(国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(広域): ARIPO 特許 (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK,

[統葉有]

(54) Title: ANALYSIS INSTRUMENT

(54) 発明の名称: 分析用具



(57) Abstract: An analysis instrument (X1) to be mounted/used on an analysis device (1) having a plurality of terminals (11, 12) and an analysis circuit (13). The analysis instrument (X1) has a plurality of electrodes (21, 22) to be brought into contact with the terminals (11, 12) when it is mounted on the analysis device (1). In the analysis instrument (X1), at least one electrode (22) of the plurality of electrodes (21, 22) is configured so that disturbing noise can easily come as compared to the other electrode (21) excluding that electrode (22) and serves as an electrode for coping with the disturbing noise.

WO 2004/051249 A1

(57) 要約: 本発明は、複数の端子(11,12)および分析回路(13)を備えた分析装置(1)に装着して使用され、かつ分析装置(1)に装着したときに複数の端子(11,12)に接触させるための複数の電極(21,22)を備えた分析用具(X 1)に関する。分析用具(X 1)は、複数の電極(21,22)のうちの少なくとも1つの電極(12)が、当該電極(12)を除く他の電極(11)よりも外乱ノイズが飛来し易いように構成された外乱ノイズ対策電極とされている。



TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される
各 PCT ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語
のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:
— 国際調査報告書

明細書

分析用具

5 技術分野

本発明は、試料中の特定成分を分析するために使用される分析用具、たとえば血糖値を測定するために使用される分析用具に関する。

背景技術

10 血糖値を測定する一般的な方法としては、酸化還元反応を利用したものがある。その一方で、自宅や出先などで簡易に血糖値の測定が行えるように、手のひらに収まるようなサイズの簡易型の血糖値測定装置が汎用されている。この簡易型の血糖値測定装置では、酸素反応場を提供するとともに使い捨てとして構成されたバイオセンサを装着した上で、このバイオセンサに血液を供給することにより血糖値の測定が行われる。

15 血糖値を測定する方法としては、電気化学的手法を利用したものがある。この手法を採用する場合、たとえば図14に示したように、バイオセンサ90を血糖値測定装置91に装着することにより血糖値が測定される(たとえば日本国特公平8-10208号公報参照)。バイオセンサ90は、絶縁基板92上に、酵素反応場に対して電圧を印加するための第1および第2電極93, 94が設けられたものである。一方、血糖値測定装置91は、第1および第2電極93, 94に接触させるための第1および第2端子95, 96を有するコネクタ部97と、コネクタ部97からの情報に基づいて血糖値を演算するための測定回路98と、を備えたものとして構成される。

20 血糖値測定装置91は、様々な外乱ノイズの影響を受けるが、この外乱ノイズにより測定値が影響を受け、あるいは電子部品が破壊されて測定不能になる場合がある。特に携帯可能な小型の測定装置においては、人体からの静電気の影響を受け易い。すなわち、血糖値測定装置91では、バイオセンサ90は、通常、血糖値測定装置91に対して手操作で装着されるため、人体が静電気を帯びていれば、その静電気がバイオセンサ90の第1および第2電極93, 94、あるいは血糖値測定装置91

の第1および第2端子95, 96に飛来する。この静電気は、何らの手立ても講じなければ、外乱ノイズとして、たとえば第1電極93や第1端子95を介して測定回路98に入力されてしまう。したがって、静電気の影響を低減するために、血糖値測定装置91の第1および第2端子95, 96の配置を工夫し、あるいは測定回路98を構成する個々の電子部品の耐電圧を大きくする方法などが採用されている。また、静電気対策としては、コネクタ部やその近傍に導電性シートを配置する方法も考えられている(たとえば日本国実公平8-2609号公報参照)。

しかしながら、従来の外乱ノイズ対策は、血糖値測定装置91の構成に改良を加えるという手法を採用することにより行われている。そのため、血糖値測定装置10 91の装置構成が複雑化および大型化し、製造コストが高くなる。

近年においては、バイオセンサ90の製造コストを低減するために、第1および第2電極93, 94の厚みを小さくする傾向がある。また、バイオセンサ90を簡易型の血糖値測定装置91に適合させるためには、第1および第2電極93, 94を含めたバイオセンサ90のサイズを小さくせざるを得ない。これらの場合、第1および第2電極93, 94の抵抗が大きくなるために、たとえば図14に示した回路構成では、第1電極93と血糖値測定装置91の第1端子95との接点を静電気が移動しようとする際に、この接点近傍において大きなジュール熱が発生する。そして、発生するジュール熱が大きければ、第1電極93が溶けてしまうこともある。そうなると、装着されたバイオセンサ90では血糖値測定を行うことができないばかりか、血糖値測定装置91の第1端子95にバイオセンサ90の第1電極93の溶融物が付着して第1端子95の抵抗値が変わってしまい、以後の応答電流値の測定において誤差を生じてしまう。このような不具合は、第1電極93の厚みを小さくするほど顕著に現れる。

発明の開示

25 本発明は、分析用具を用いて試料の分析を行うための分析装置を大型化することなく、静電気などの外乱ノイズの影響を、たとえ分析用具の電極の厚みが小さくなっても、コスト的に有利に抑制できる分析用具を提供することを目的としている。

本発明に係る分析用具は、複数の端子および分析回路を備えた分析装置に装着

して使用され、かつ上記分析装置に装着したときに上記複数の端子に接触させるための複数の電極を備えた分析用具であって、上記複数の電極のうちの少なくとも1つの電極は、当該電極を除く他の電極よりも外乱ノイズが飛来し易いように構成された外乱ノイズ対策電極とされている。

5 複数の電極は、たとえば分析回路に対して電気的に接続させるための第1電極と、この第1電極とともに目的部位に対して電圧を印加するための第2電極と、を含んでいる。この場合、第2電極を、外乱ノイズ対策電極とすることができる。

第2電極は、たとえば分析用具を分析装置に装着したときに、分析回路とは電気的に接続されないように構成される。より具体的には、第2電極は、たとえば

10 分析用具を分析装置に装着したときに、グランド接続用端子に接触するように構成される。

複数の電極は、第1電極および第2電極に加えて、上記目的部位に対する電圧印加に関与しない第3電極と、を含んだものとして構成することもできる。この場合、第3電極を外乱ノイズ対策電極とすることができる。

15 第3電極は、たとえば分析用具を分析装置に装着したときに、分析回路とは電気的に接続されないように構成される。より具体的には、第3電極は、たとえば分析用具を分析装置に装着したときに、グランド接続用端子に接触するように構成される。

本発明の分析用具においては、第2および第3電極の双方を外乱ノイズ対策電極としてもよい。この場合、先の場合と同様に、第2および第3電極は、分析用具を分析装置に装着したときに、分析回路とは電気的に接続されないように、たとえば分析用具を分析装置に装着したときに、グランド接続用端子に接触するように構成される。

本発明の分析用具は、たとえば試料を移動させるための流路と、流路の内部の25 気体を排出するための排気口と、を備えたものとして構成される。この場合、外乱ノイズ対策電極は、排気口を介して飛来する外乱ノイズを入力させるための入力部を有するものとして構成するのが好ましい。入力部は、たとえば少なくとも一部が排気口を介して臨んだ形態とされる。より具体的には、入力部は、排気口の直下において、開口部を有する絶縁膜を介して覆われた状態で設けられる。こ

の場合、絶縁膜の開口部によって、入力部の一部が排気口を介して露出させられる。

本発明の分析用具は、複数の電極が形成された基板と、この基板に接合され、かつ排気口を有するカバーと、を備えたものとして構成することもできる。この
5 場合、入力部は、平面視において、排気口の周辺部に位置する部分を有するものとして構成される。好ましくは、入力部は、平面視において、排気口を囲むように形成される。

外乱ノイズ対策電極は、複数の電極のうちの外乱ノイズ対策電極以外の電極のうちの少なくとも1つの電極を囲むようにして形成するのが好ましい。外乱ノイ
10 ズ対策電極は、基板の周縁に沿って形成してもよい。

本発明の分析用具においては、この分析用具を分析装置に装着する際に、外乱ノイズ対策電極が、複数の電極のうちの外乱ノイズ対策電極以外の電極よりも先に、分析装置における複数の端子のうちの対応する端子に接触するように構成するのが好ましい。より具体的には、外乱ノイズ対策電極は、基板において、複数
15 の電極のうちの外乱ノイズ対策電極以外の電極よりも、基板の挿入縁(基板における分析装置に対する挿入方向に位置する縁)に近い部分を有するものとして構成される。

本発明の分析用具は、分析装置に対した当該分析用具を装着するとき、あるいは分析装置から当該分析用具を取り外すときに利用される摘み部を有するものと
20 して構成するのが好ましい。

この場合、外乱ノイズ対策電極は、摘み部の近傍に位置する部分が露出させられた状態において、絶縁膜によって覆うのが好ましい。

摘み部は、たとえば分析用具の平面視において、内方に向けて窪んだ凹部として構成される。

25

図面の簡単な説明

図1は、本発明の第1の実施の形態に係るバイオセンサを分析装置に装着した状態を示す全体斜視図である。

図2は、図1に示した状態を、バイオセンサについては平面図で、分析装置に

についてはブロック図で示したものである。

図3は、図1および図2に示したバイオセンサの全体斜視図である。

図4は、図3のIV-IV線に沿う断面図およびその要部拡大図である。

図5は、図3に示したバイオセンサを分解した状態を示す平面図である。

5 図6は、バイオセンサの作用極および対極を説明するための平面図である。

図7は、分析装置にバイオセンサを装着する過程を、バイオセンサに関して平面図で、分析装置に関して回路ブロックでそれぞれ示した模式図である。

図8は、本発明の第2の実施の形態に係るバイオセンサを示す透視平面図である。

10 図9は、本発明の第3の実施の形態に係るバイオセンサを示す透視平面図である。

図10は、本発明の第4の実施の形態に係るバイオセンサを示す透視平面図である。

15 図11は、図10に示したバイオセンサを分析装置に装着した状態を、分析装置に関して回路ブロックで、バイオセンサに関して平面図でそれぞれ示した模式図である。

図12は、本発明の第5の実施の形態に係るバイオセンサを説明するための模式図であり、バイオセンサに関して平面図で、分析装置に関して回路ブロックでそれぞれ示したものである。

20 図13は、本発明の第6の実施の形態に係るバイオセンサを説明するための模式図であり、バイオセンサに関して平面図で、分析装置に関して回路ブロックでそれぞれ示したものである。

図14は、従来の簡易型の血糖値測定装置およびバイオセンサを説明するための模式図である。

25

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の第1ないし第6の実施の形態について、図面を参照しつつ説明する。

まず、本発明の第1の実施の形態について、図1ないし図7を参照して説明す

る。

図1および図2に示したバイオセンサX1は、使い捨てとして構成されたものであり、分析装置1のコネクタ部10に装着して使用するものである。このバイオセンサX1は、図3および図4に良く表れているように、基板2の上面20に、スペーサ3を介してカバー4を積層した板状の形態を有しており、これらの要素2～4により流路5および摘み部6が構築されている。

スペーサ3は、流路5の寸法を規定するためのものであり、図5に示したように先端部が開放したスリット30を有している。このスリット30により、流路5の幅寸法および長さ寸法が規定されている。スリット30における先端の開放部10は、流路5内に試料を導入するための試料導入口50を構成している。

カバー4は、図3ないし図5に示したように排気口40および窓部41を有している。排気口40は、図4から分かるように流路5の内部の気体を外部に排気するためのものであり、流路5の内部と連通している。窓部41は、試料が流路5の内部に導入されたか否か、および流路5での試料の移動状態を確認するためのものであり、バイオセンサX1の平面視において、試料導入口50から排気口40の間において形成されている。このような窓部41は、たとえばカバー4に切欠41Aを形成するとともに、この切欠41Aに透明部材41Bを配置することにより形成されている。

図5および図6に示したように、基板2は、絶縁性材料により一方向(長手方向)に長い形態に形成されており、カバー4が積層されていない部分に形成された貫通孔2Aを有している。貫通孔2Aは、バイオセンサX1に関する情報、たとえばロット情報を分析装置1(図1および図2参照)に付与するためのものであり、分析装置1においては、貫通孔2Aの有無、大きさ、形成位置などによりロット情報が読み取られる。このような基板2の上面20には、作用極21、対極22、試薬部23、および絶縁膜24が形成されている。

作用極21は、対極22とともに反応場に対して電圧を印加する際に利用されるものである。この作用極21は、全体として基板2の長手方向に延びている。作用極21の端部21Aは、基板2の短手縁25Aの近傍に配置されている。この端部21Aは、分析装置1にバイオセンサX1を装着したときに、後述する分析装置1の

第1端子 11 に接触させるための部分である(図2参照)。作用極 21 の端部 21B は、基板 2 の円弧縁 25B の近傍において、基板 2 の短手方向に延びるように配置されている。

対極 22 は、外乱ノイズ対策電極として機能するものであり、基板 2 の周縁に沿うようにしてヘアピン状に形成されたメインライン部 22A と、このメインライン部 22A から突出したアイランド部 22B と、を有している。対極 22 は、作用極 21 の端部 21B がメインライン部 22A のコーナ部 22a とアイランド部 22B の間に位置するようにして、作用極 21 の全体を囲んでいる。メインライン部 22A の端部 22Aa は、基板 2 の短手縁 25A の近傍に配置されている。この端部 22Aa は、分析装置 1 にバイオセンサ X 1 を装着したときに、後述する分析装置 1 の第2端子 12 に接触させるため部分であり、作用極 21 の端部 21A よりも基板 2 の短手縁 25A により近い部位に配置されている(図2参照)。アイランド部 22B は、バイオセンサ X 1 の平面視において、排気口 40 の直下に位置するように、かつ排気口 40 よりも大きな平面視面積を有するように形成されている。

試薬部 23 は、作用極 21 の端部 21B と、メインライン部 22A のコーナ部 22a との間を繋ぐように形成されている。この試薬部 23 は、たとえば酸化還元酵素および電子伝達物質を含んだ固体状に形成されており、試料が供給されたときに溶解するように構成されている。酸化還元酵素や電子伝達物質の種類は、測定対象成分の種類などに応じて選択される。たとえばグルコース濃度を測定する場合には、酸化還元酵素としてグルコースデヒドログナーゼやグルコースオキシダーゼが使用され、電子伝達物質としてフェリシアン化カリウムが使用される。

絶縁膜 24 は、図5に良く表れているように、作用極 21 および対極 22 の大部分を覆うようにして形成されている。作用極 21 および対極 22 は、端部 21A, 22Aa、試薬部 23 が形成される部分 21B, 22a、および摘み部 6 の近傍部分 21C, 22C が絶縁膜 24 に覆われずに露出している。絶縁膜 24 には、対極 22 のアイランド部 22B に対応する部分に貫通孔 24A が形成されており、アイランド部 22B の一部が絶縁膜 24 に覆われずに露出している。

流路 5 は、毛細管力をを利用して試料を移動させ、かつ反応場を提供するためのものである。図4および図5によく表れているように、流路 5 は、作用極 21 の端

部 21B およびメインライン部 22A のコーナ部 22a を横断するように長手方向に延びている。したがって、流路 5 の内部には、試薬部 23 が配置されている。

5 摘み部 6 は、図 1 に良く表れているようにバイオセンサ X 1 を分析装置 1 に装着し、あるいはバイオセンサ X 1 を分析装置 1 から取り外す際に、使用者がバイオセンサ X 1 を持つために利用する部分である。この摘み部 6 は、図 3 および図 5 に示したように、基板 2、スペーサ 3 およびカバー 4 に対して同一形状の切欠 28,38,48 を形成することにより、円弧状の曲面を有する凹部として形成されている。

10 バイオセンサ X 1 の使用対象となる分析装置 1 は、電気化学的手法により試料の分析を行うように構成されたものであり、図 1 および図 2 に示したようにバイオセンサ X 1 を装着するためのコネクタ部 10 と、コネクタ部 10 からの情報に基づいて試料中の特定成分の分析に必要な演算を行うための分析回路 13 と、を備えている。コネクタ部 10 は、図 2 によく表れているように、第 1 および第 2 端子 11,12 を有している。第 1 端子 11 は作用極 21 の端部 21A に接触させるためのものであり、第 2 端子 12 は対極 22 の端部 22Aa に接触させるためのものである。

15 第 1 端子 11 と分析回路 13 との間は、信号線 14 を介して電気的に接続されており、この信号線 14 の途中に電流電圧変換アンプ 15 が配置されている。電流電圧変換アンプ 15 は、バイオセンサ X 1 から電流値として得られた情報を電圧値に変換し、分析回路 13 に入力するためのものである。一方、第 2 端子 12 は、グランドに接続されている。

20 バイオセンサ X 1 を用いて試料の分析を行う場合には、たとえば図 1 に示したように分析装置 1 に対してバイオセンサ X 1 を装着した後に、バイオセンサ X 1 の試料導入口 50 から試料(典型的には血液や尿)を導入すればよい。バイオセンサ X 1 の装着は、摘み部 6 において指先でバイオセンサ X 1 を持った状態において、分析装置 1 のコネクタ部 10 に対して、バイオセンサ X 1 を短手縁 25A(図 3 参照)から挿入することにより行われる。

分析装置 1 にバイオセンサ X 1 を装着した場合、図 2 によく表れているように、バイオセンサ X 1 における作用極 21 および対極 22 の端部 21A, 22Aa が分析装置 1 の第 1 および第 2 端子 11, 12 と接触する。バイオセンサ X 1 における対極 22

の端部 22Aa は、作用極 21 の端部 21A よりも基板 2 の短手縁 25A よりの部位に形成されている。そのため、分析装置 1 にバイオセンサ X 1 を装着する過程においては、図 7 に示したように対極 22 の端部 22Aa が第 2 端子 12 に接触した後、図 2 に示したように作用極 21 の端部 21A が第 1 端子 11 に接触する。

5 一方、バイオセンサ X 1 に供給された試料は、図 4 から予想されるように、流路 5 の内部を毛細管現象によって排気口 40 に向けて移動し、これによって流路 5 の内部を満たす。このとき、試料によって試薬部 23 が溶解し、流路 5 の内部に液相反応系が構築される。この液相反応系に対しては、たとえば分析装置 1 の直流電源(図示略)によって、図 2 から分かるように分析装置 1 の第 1 および第 2 端子
10 11,12、作用極 21 および対極 22 を介して、電圧が印加される。このときに行られる応答電流は、電流電圧変換アンプ 15 において電圧に変換され、たとえば図外のAD変換器によってデジタル信号化されてから分析回路 13 に入力される。分析回路 13 では、応答電流に対応するデジタル信号に基づいて、試料の分析、たとえば血液中のグルコース濃度の決定に必要な演算が行われる。

15 上述のように、バイオセンサ X 1 は使い捨てとして構成されている。そのため、分析回路 13 における演算後においては、分析装置 1 からバイオセンサ X 1 を抜き取る必要がある。バイオセンサ X 1 の抜き取りは、摘み部 6 において指先でバイオセンサ X 1 を持った状態において行うことができる。

バイオセンサ X 1 では、分析装置 1 に対してバイオセンサ X 1 を装着し、あるいは分析装置 1 からバイオセンサ X 1 を抜き取る際には、バイオセンサ X 1 の摘み部 6 が利用される。すなわち、バイオセンサ X 1 では、このバイオセンサ X 1 の着脱時において使用者が指先において摘むべき部分が予め設定されている。そのため、バイオセンサ X 1 の着脱時の使い勝手がよく、バイオセンサ X 1 の抜き取り時に不注意に試料が指先に付着してしまうこともないため衛生的である。しかも、摘み部 6 が凹部として形成されているため、バイオセンサ X 1 の着脱時に指先が滑ってしまう可能性が低減する。この点においても、バイオセンサ X 1 の取り扱い性が改善されているといえる。

分析装置 1 にバイオセンサ X 1 を装着する場合には、人体に帯電した静電気が、バイオセンサ X 1 の作用極 11 および対極 12 に飛んでしまうことがあるのは上述し

た通りである。とくに、排気口40からは、作用極21および対極22に静電気が飛来しやすい。これに対して、バイオセンサX 1では、飛来してきた静電気に対して、対極22によって対応することとしている。すなわち、対極22は、排気口40の直下に位置するアイランド部22Bを有するものとして形成されており、排気口40を介して飛来した静電気が、作用極21よりも対極22のほうに積極的に入力するようになっている。対極22に入力した静電気は、対極22が分析装置1の第2端子12を介してグランドに接続されているために、第2端子12を介してグランドに落とし込まれて除去される。その一方、分析装置1にバイオセンサX 1を装着する過程においては、図7に示したように対極22の端部22Aaが作用極21の端部21Aよりも先に接触する。そのため、上述した静電気の除去は、作用極21の端部21Aが第1端子11に接触するよりも以前に、対極22の端部22Aaが第2端子12を接触した瞬間に行われる。その結果、作用極21の端部21Aが第1端子11に接触したときには、対極22からは既に静電気が除去されており、対極22に帯電した静電気が作用極21に放電するなどして、それが分析回路13に入力されることを抑制することができる。

また、バイオセンサX 1には摘み部6が設けられているとともに、この摘み部6の近傍において、絶縁膜24から対極22の一部が露出している。そのため、摘み部6を摘んでバイオセンサX 1を分析装置1に装着すれば、たとえば人体に静電気が帯電していた場合であっても、その静電気が対極22に対して積極的に入力される。その結果、人体に帯電した静電気は、作用極21や分析回路13に入力されることなく、対極22を介して除電される。

したがって、バイオセンサX 1を用いれば、作用極21および分析装置1の第1端子11を介しての分析回路13への静電気の入力を抑制することができる。その結果、静電気が分析回路13に入力することによる測定エラーや測定誤差の発生を抑制し、また静電気に起因した作用極21におけるジュール熱の発生を抑制して、作用極21における分析装置1の第1端子11との接触部分が溶けてしまうことを回避できるようになる。このような効果は、分析装置1の構成を変更することなく、バイオセンサX 1における対極22の形態を工夫することにより得ることができる。したがって、外乱ノイズ対策を講じるために、分析装置1の構成が複雑化し、あるいは分析装置1が大型化することもない。また、作用極21や対極22をスクリーン印

刷により形成する場合には、マスクにおける開口部の形状を変更するだけでよい。したがって、既存の製造ラインを変更することなく、軽微な材料の増加のみにより静電気などの外乱ノイズ対策ができるため、製造コスト的に有利である。もちろん、バイオセンサX 1は、人体から飛来してくる静電気に限らず、その他の外乱ノイズを除去することもできる。

本実施の形態のバイオセンサX 1においては、対極22におけるアイランド部22Bを省略し、メインライン部22Aのみにより、外乱ノイズに対応するようにしてもよい。

次に、本発明の第2ないし第6の実施に形態に係るバイオセンサについて、図8ないし図13を参照しつつ説明する。ただし、これらの図においては、先に説明した本発明の第1の実施の形態に係るバイオセンサX 1あるいは分析装置1(図1ないし図7参照)の要素と同様な要素については同一の符号を付してあり、重複説明は省略するものとする。

図8は、本発明の第2の実施に形態に係るバイオセンサを示す透視平面図である。

図8に示したように、バイオセンサX 2は、対極7Aの構成において、先に説明した第1の実施の形態に係るバイオセンサX 1(とくに図6参照)とは異なっている。

対極7Aは、外乱ノイズ対策電極として機能するものであり、メインライン部70Aおよび一対の分岐部71Aを有している。一対の分岐部71Aは、平面視において排気口40の周辺部に位置するように、基板2の長手方向に並んで配置されている。その結果、対極7Aは、平面視において、作用極21に加えて、排気口40を囲むような形態とされている。

この構成においても、対極7Aによって効果的に静電気を除去でき、とくに一対の分岐部71Aを設けることにより、排気口40から飛来する静電気を対極7Aにおいて除電することができる。

バイオセンサX 2においては、一対の分岐部71Aのうちの一方を省略してもよい。

図9は、本発明の第3の実施に形態に係るバイオセンサを示す透視平面図であ

る。

図9に示したように、バイオセンサX 3は、本発明の第2の実施の形態に係るバイオセンサX 2(図8参照)に類似した形態を有している。このバイオセンサX 3は、対極7Bがメインライン部70Bおよびループ部71Bを有するものとして構成されている。ループ部71Bは、排気口40を囲い込むようにしてメインライン部70Bから延出している。

図10および図11は、本発明の第4の実施に形態に係るバイオセンサを説明するためのものであり、図10はバイオセンサの透視平面図、図11はバイオセンサに関して平面図で、分析装置に関して回路ブロックでそれぞれ示したものである。

10 図10および図11に示したように、バイオセンサX 4は、作用極21、対極7C、および追加電極8Cを有している。対極7Cは、排気口40の周辺部に配置された一対の分岐部70Cを有するF字状に形成されている。追加電極8Cは、基板2の周縁に沿って延びるとともに、作用極21および対極7Cを囲むU字状に形成されている。

15 図11に示したように、分析装置1Cは、第1および第2端子11, 12とは別に、追加電極8Cに接触させるための第3端子16Cを有している。この第3端子16Cは、第2端子12とは別に、グランドに接続されている。

なお、図11においては、第2端子12と第3端子16Cとが別々にグランドに接続されているが、これらの端子12, 16Cを一括してグランドに接続してもよい。

20 この構成においては、対極7Cに加えて、追加電極8Cが外乱ノイズ対策電極として機能する。より具体的には、排気口40を介して飛来する静電気などの外乱ノイズに対しては専ら対極7Cにおいて対応し、バイオセンサX 4の側面から飛来する静電気などの外乱ノイズに対しては専ら追加電極8Cにより対応することとしている。そして、対極7Cおよび追加電極8Cは、バイオセンサX 4を分析装置1Cに装着したときに、グランドに接続されるように構成されている。したがって、外乱ノイズは、対極7Cおよび追加電極8Cを介してグランドに落とし込まれる。その結果、作用極21に対して外乱ノイズが入力されることを適切に抑制し、ひいては分析回路13に外乱ノイズが入力されてしまうことを適切に抑制することができるようになる。

図12は、本発明の第5の実施の形態に係るバイオセンサを説明するためのものであり、バイオセンサに関して平面図で、分析装置に関して回路ブロックでそれぞれ示したものである。

図12に示したバイオセンサX 5は、作用極21および対極7Dに加えて、2つの追加電極80D, 81Dを有している。作用極21および対極7Dは、先に説明したバイオセンサX 4(図10および図11参照)と同様な構成とされている。2つの追加電極80D, 81Dは、先に説明した追加電極8C(図10および図11参照)を、試料液導入口50に部分において分断した形態を有している。すなわち、各追加電極80D, 81Dは、基板の周縁に沿うL字状に形成されている。これに対して分析装置1Dは、2つの追加電極80D, 81Dに接触させるための第3および第4端子16D, 17Dを有している。これらの端子16D, 17Dは、一括してグランドに接続されている。

この構成においては、対極7Dに加えて、2つの追加電極80D, 81Dが外乱ノイズ対策電極として機能する。そして、対極7Dにおいて排気口40を介して飛来する静電気などの外乱ノイズに対応し、2つの追加電極80D, 81DにおいてバイオセンサX 5の周縁から飛来する静電気などの外乱ノイズに対応することとしている。

図13は、本発明の第6の実施の形態に係るバイオセンサを説明するためのものであり、バイオセンサに関して平面図で、分析装置に関して回路ブロックでそれぞれ示したものである。

図13に示したバイオセンサX 6は、図14に示した従来のバイオセンサ90と同様な構成の作用極70E, 71Eに加えて、2つの追加電極80E, 81Eを有している。追加電極80Eは、先に説明したバイオセンサX 4の追加電極8C(図10および図11参照)と同様な形態とされている。すなわち、追加電極80Eは、基板2の周縁に沿うU字状に形成されている。一方、追加電極81Eは、排気口40から基板2の短手縁25Aに至るよう、基板2の長手方向に延びた形態とされている。

これに対して、分析装置1Eは、2つの追加電極80E, 81Eに接触させるための第3および第4端子16E, 17Eを有している。第3および第4端子16E, 17Eは、一括してグランドに接続されている。

図13に示したバイオセンサX 6においても、図12に示したバイオセンサX 5のよう、追加電極80Eを、試料液導入口50の部分において分断した形態としても

よい。

本発明は、上述した第1ないし第6の実施の形態には限定されず、種々に変更可能であり、とくに外乱ノイズ対策電極の形態や個数については、上述した例には限定されず、設計変更可能である。

5 また、上述の実施の形態においては、単項目を測定するように構成されたバイオセンサを例にとって説明したが、本発明は複数の項目を測定するように構成された電気化学的センサ、たとえば血液中のグルコースとコレステロールの濃度を測定するように構成された電気化学的センサにも適用できる。

さらに、上述の実施の形態においては、静電気などの外乱ノイズがグランドに落とし込まれることにより除去されていたが、外乱ノイズは、分析装置に電力消費量の電子部品や電気回路を設け、これらによって除去するようにしてもよい。

請 求 の 範 囲

1. 複数の端子および分析回路を備えた分析装置に装着して使用され、かつ上記分析装置に装着したときに上記複数の端子に接触させるための複数の電極を備えた分析用具であつて、
5 上記複数の電極のうちの少なくとも1つの電極は、当該電極を除く他の電極よりも外乱ノイズが飛来し易いように構成された外乱ノイズ対策電極とされている、分析用具。

10 2. 上記複数の電極は、上記分析回路に対して電気的に接続させるための第1電極と、この第1電極とともに目的部位に対して電圧を印加するための第2電極と、を含んでおり、かつ、
上記第2電極は、上記外乱ノイズ対策電極とされている、請求項1に記載の分析用具。

15 3. 上記第2電極は、当該分析用具を上記分析装置に装着したときに、上記分析回路とは電気的に接続されないものである、請求項2に記載の分析用具。

4. 上記分析装置の複数の端子は、グランドに接続されたグランド接続用端子を
20 含んでおり、
上記第2電極は、当該分析用具を上記分析装置に装着したときに、上記グランド接続用端子に接触させるためのものである、請求項3に記載の分析用具。

5. 上記複数の電極は、上記分析回路に対して電気的に接続させるための第1電極と、この第1電極とともに目的部位に対して電圧を印加するための第2電極と、
25 上記目的部位に対する電圧印加に関与しない第3電極と、を含んでおり、かつ、
上記第3電極は、上記外乱ノイズ対策電極とされている、請求項1に記載の分析用具。

6. 上記第3電極は、当該分析用具を上記分析装置に装着したときに、上記分析回路とは電気的に接続されないものである、請求項5に記載の分析用具。

7. 上記分析装置の複数の端子は、グランドに接続されたグランド接続用端子を
5 含んでおり、

上記第3電極は、当該分析用具を上記分析装置に装着したときに、上記グラ
ンド接続用端子に接触させるためのものである、請求項6に記載の分析用具。

8. 上記複数の電極は、上記分析回路に対して電気的に接続させるための第1電
10 極と、この第1電極とともに目的部位に対して電圧を印加するための第2電極と、
上記目的部位に対する電圧印加に関与しない第3電極と、を含んでおり、かつ、

上記第2および第3電極は、上記外乱ノイズ対策電極とされている、請求項
1に記載の分析用具。

15 9. 上記第3電極は、当該分析用具を上記分析装置に装着したときに、上記分析
回路とは電気的に接続されないものである、請求項8に記載の分析用具。

10. 上記分析装置の複数の端子は、グランドに接続されたグランド接続用端子を
含んでおり、

20 上記第3電極は、当該分析用具を上記分析装置に装着したときに、上記グラ
ンド接続用端子に接触させるためのものである、請求項9に記載の分析用具。

11. 試料を移動させるための流路と、上記流路の内部の気体を排出するための排
気口と、を備えている、請求項1に記載の分析用具。

25

12. 上記外乱ノイズ対策電極は、上記排気口を介して飛来する外乱ノイズを入力
させるための入力部を有している、請求項11に記載の分析用具。

13. 上記入力部は、少なくとも一部が上記排気口を介して臨んでいる、請求項12

に記載の分析用具。

14. 上記入力部は、上記排気口の直下に設けられているとともに、一部が絶縁膜を介して覆われており、

5 上記絶縁膜は、上記入力部の一部を露出させるための開口部を有している、請求項13に記載の分析用具。

15. 上記複数の電極が形成された基板と、この基板に接合され、かつ上記排気口を有するカバーと、を備えており、

10 上記入力部は、平面視において、上記排気口の周辺部に位置する部分を有している、請求項12に記載の分析用具。

16. 上記入力部は、平面視において、上記排気口を囲むように形成されている、請求項15に記載の分析用具。

15

17. 上記外乱ノイズ対策電極は、上記複数の電極のうちの上記外乱ノイズ対策電極以外の電極のうちの少なくとも1つの電極を囲むようにして形成されている、請求項1に記載の分析用具。

20 18. 上記複数の電極が形成された基板を有しており、

上記外乱ノイズ対策電極は、上記基板の周縁に沿って形成されている、請求項1に記載の分析用具。

19. 請求項1に記載した分析用具であって、当該分析用具を上記分析装置に装着する際に、上記外乱ノイズ対策電極が、上記複数の電極のうちの上記外乱ノイズ対策電極以外の電極よりも先に、上記分析装置における複数の端子のうちの対応する端子に接触するように構成されている、分析用具。

20. 上記複数の電極が形成された基板を有しており、

上記外乱ノイズ対策電極は、上記基板において、上記複数の電極のうちの上記外乱ノイズ対策電極以外の電極よりも、上記基板の挿入縁に近い部分を有している、請求項19に記載の分析用具。

5 21. 上記分析装置に対した当該分析用具を装着するとき、あるいは上記分析装置から当該分析用具を取り外すときに利用される摘み部を有している、請求項1に記載の分析用具。

10 22. 外乱ノイズ対策電極は、上記摘み部の近傍に位置する部分が露出させられた状態において、絶縁膜によって覆われている、請求項21に記載の分析用具。

23. 上記摘み部は、当該分析用具の平面視において、内方に向けて窪んだ凹部によって構成されている、請求項22に記載の分析用具。

FIG.1

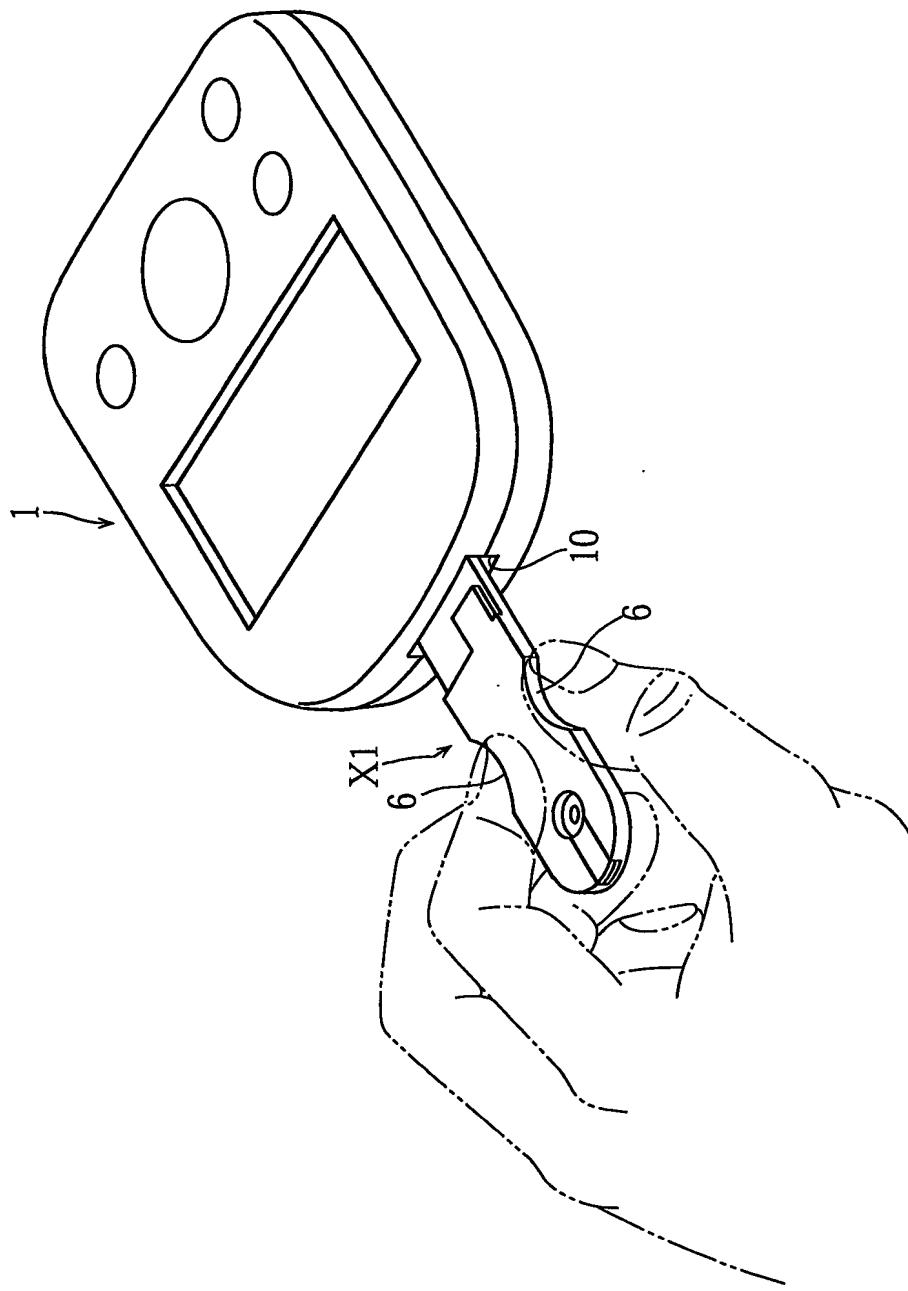


FIG.2

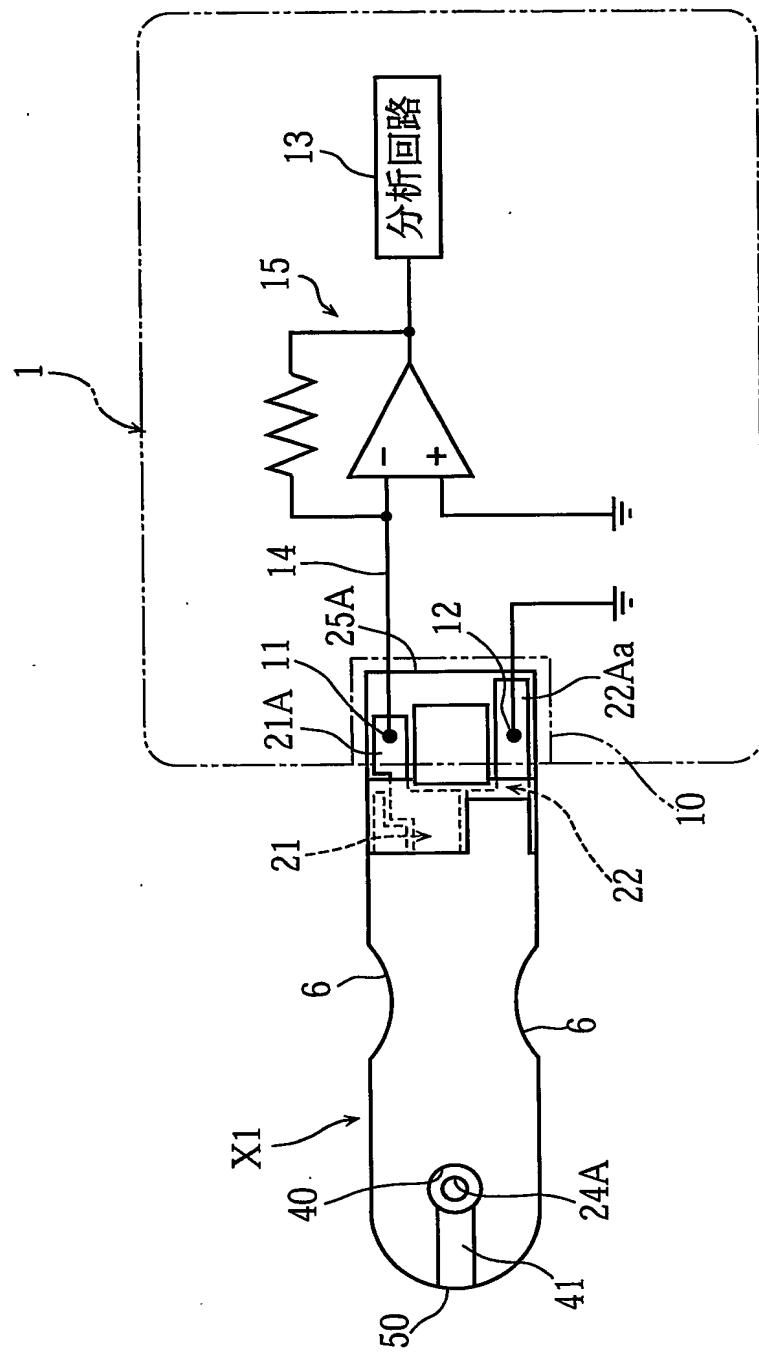


FIG.3

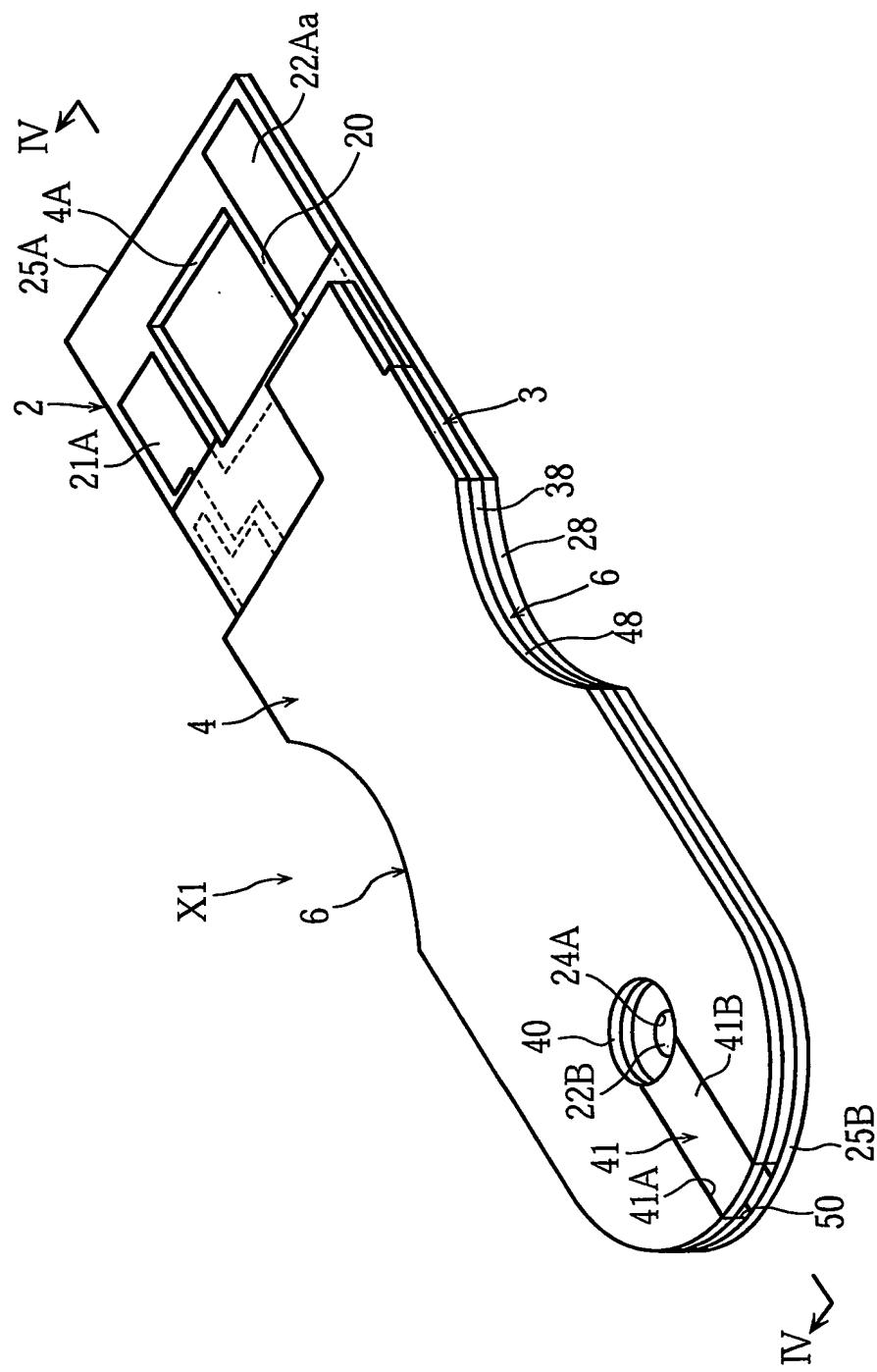


FIG.4

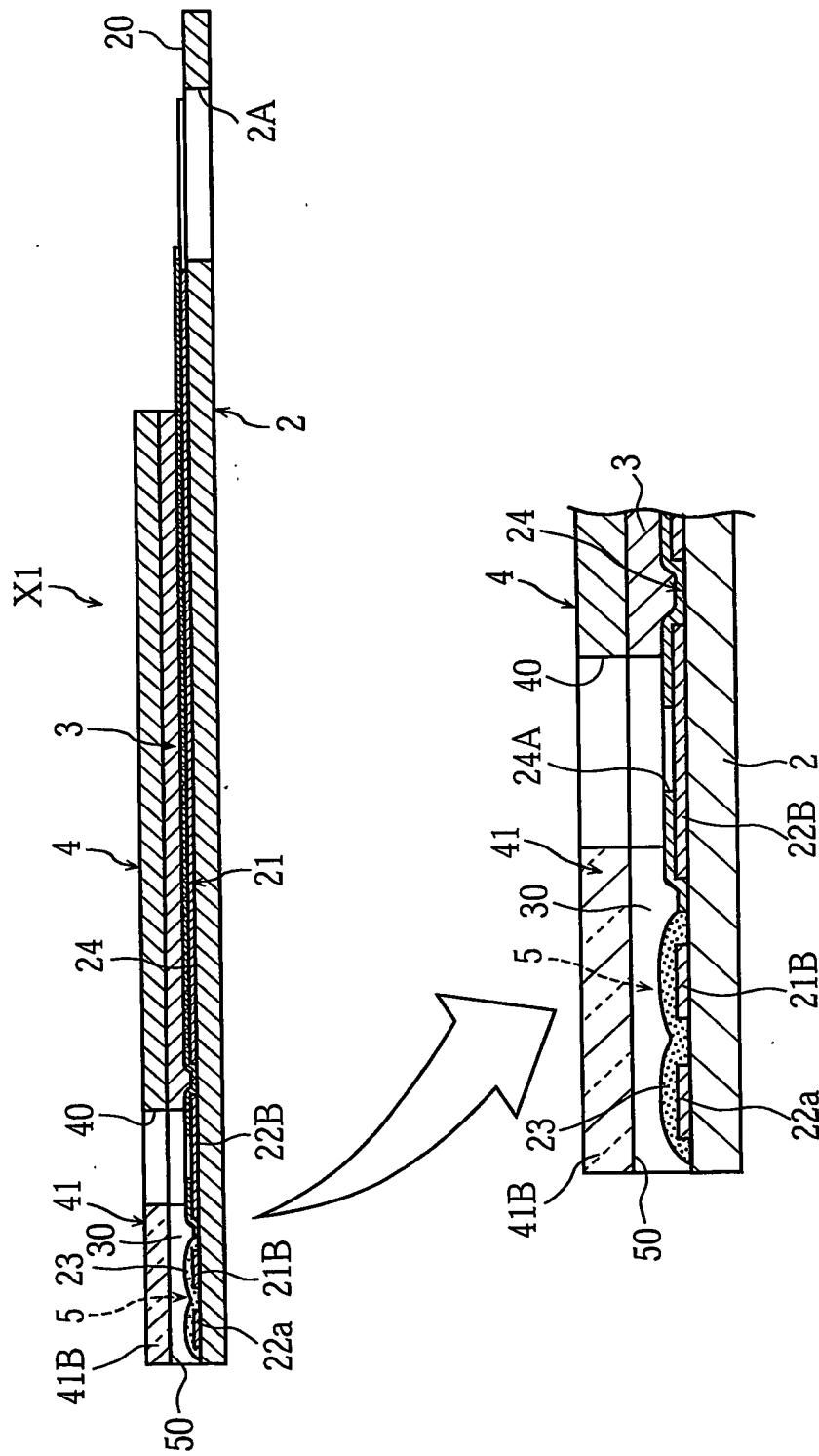


FIG.5

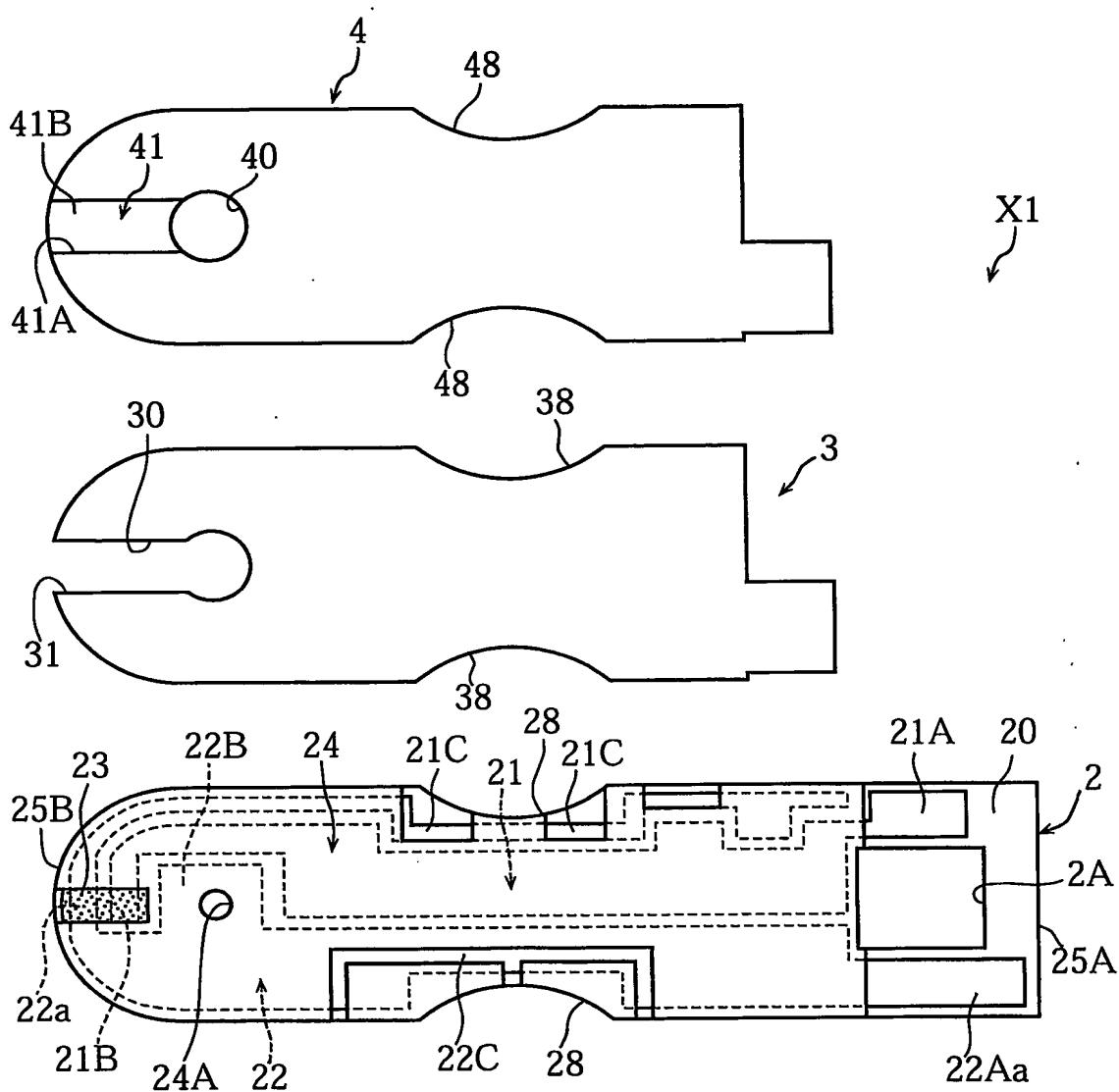


FIG.6

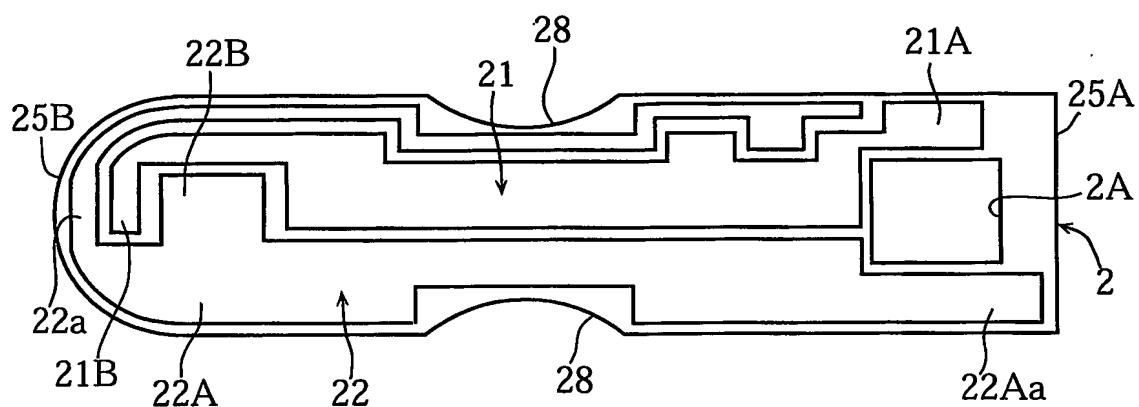


FIG.7

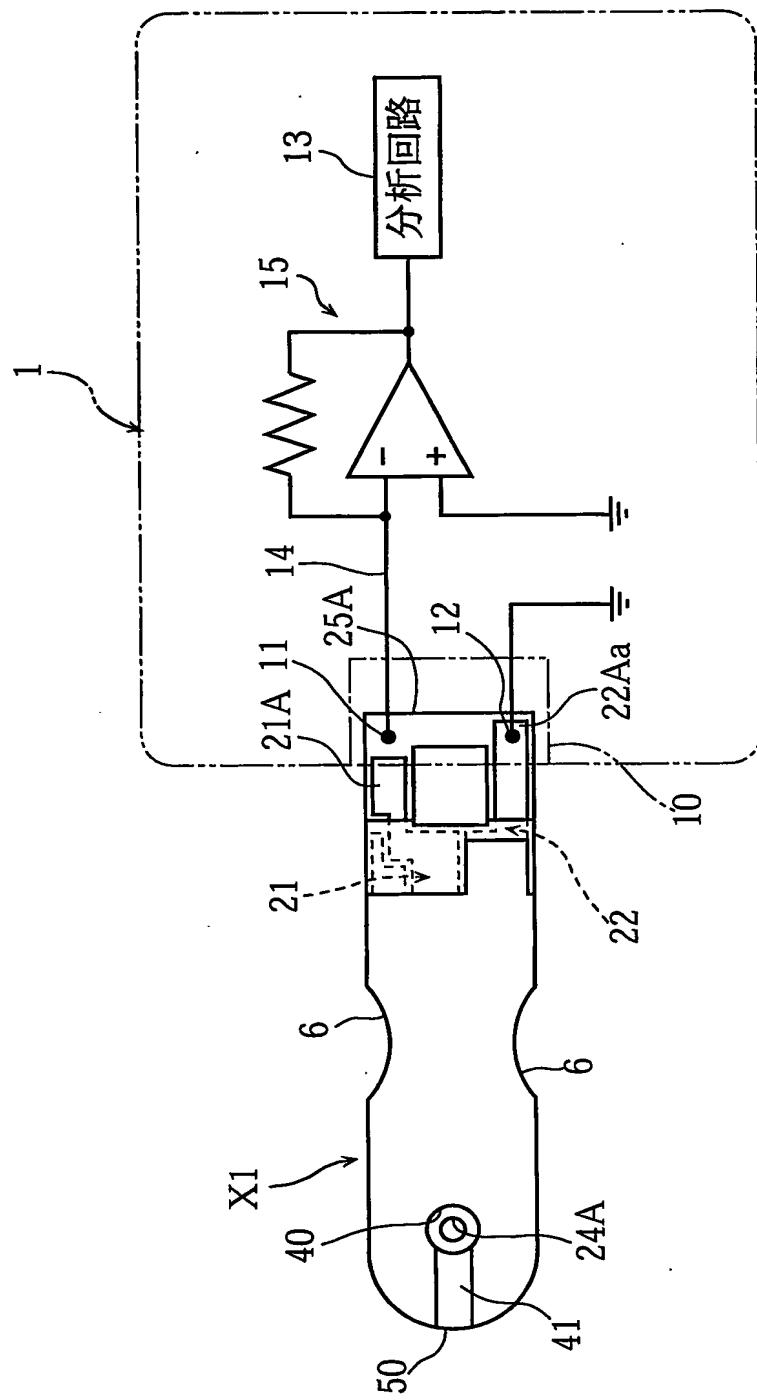


FIG.8

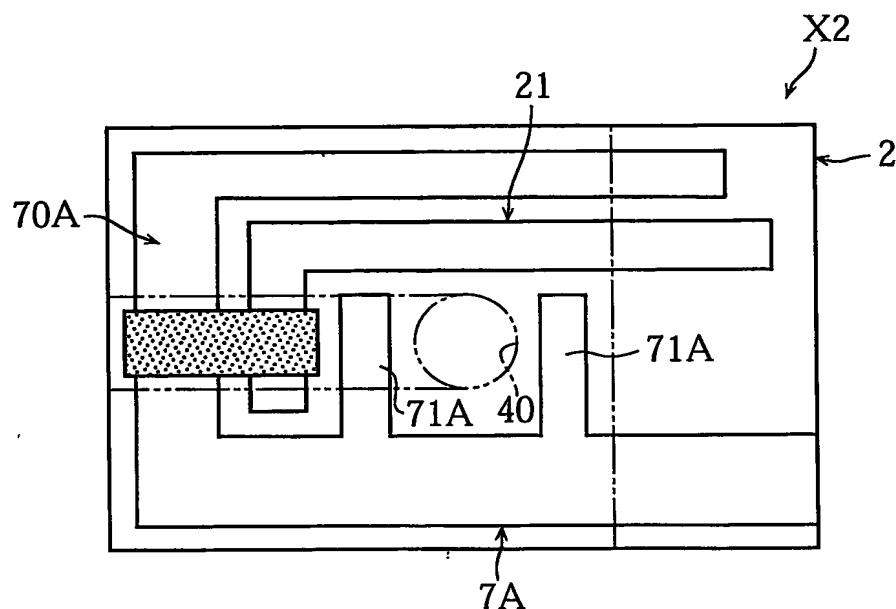


FIG.9

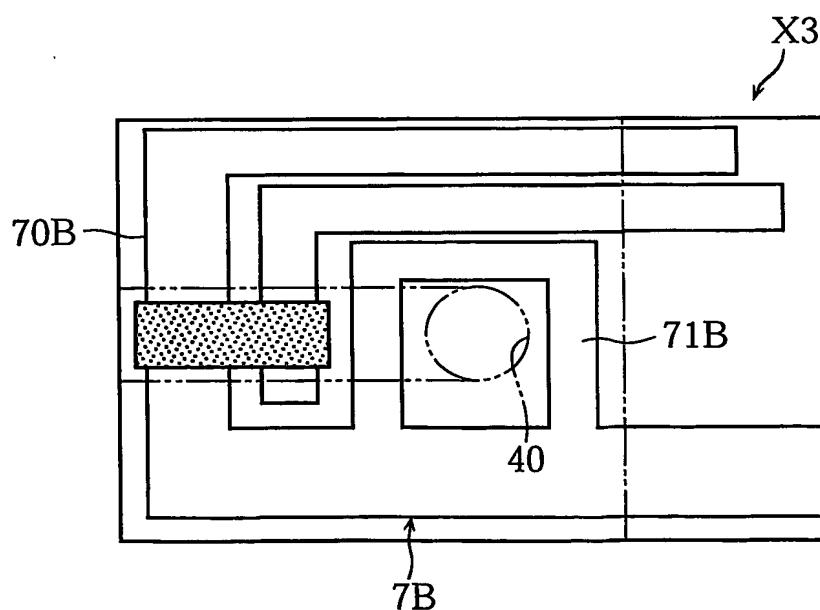


FIG.10

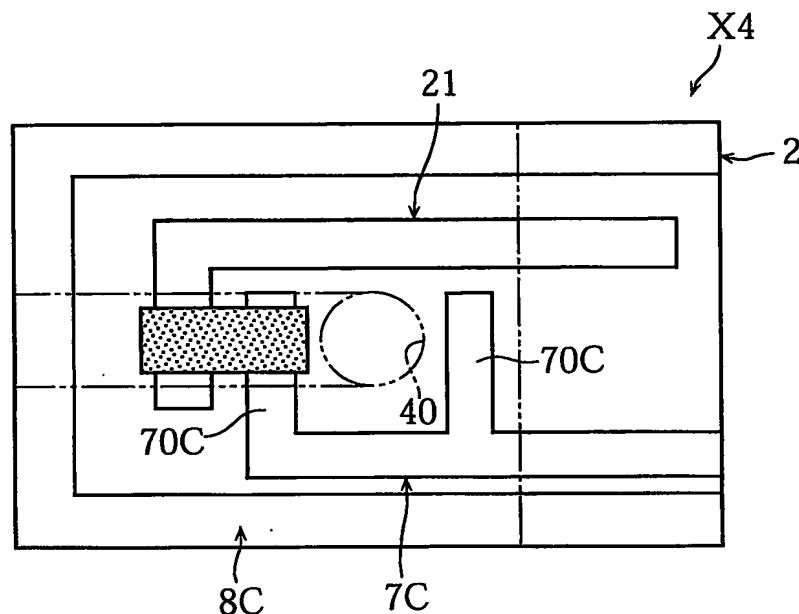


FIG.11

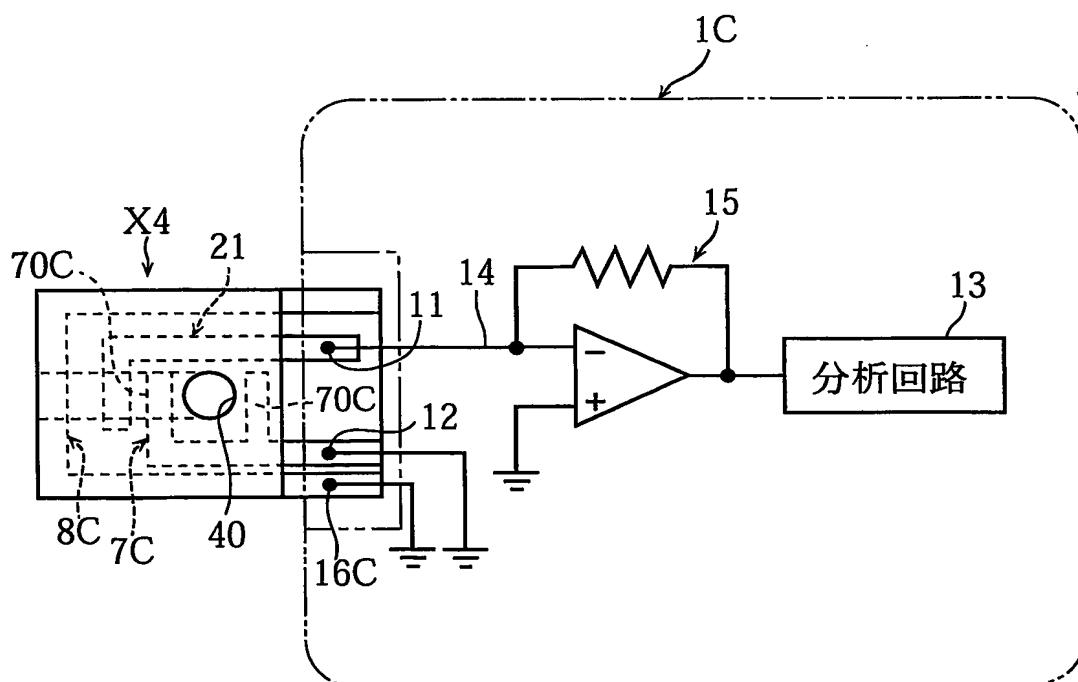


FIG.12

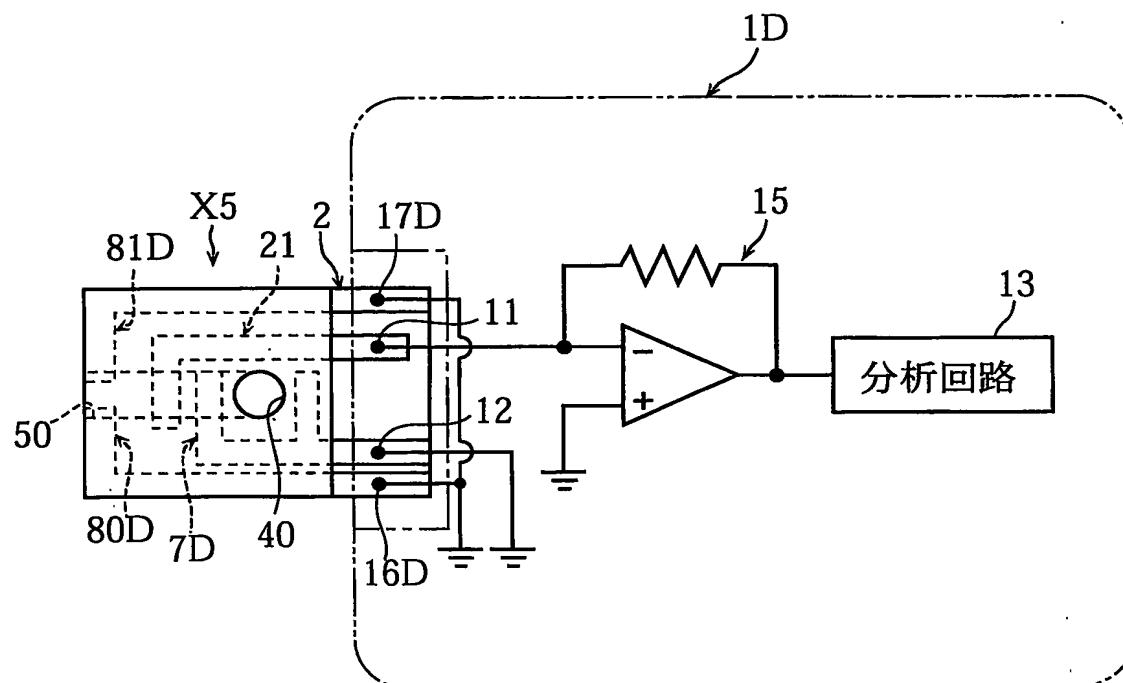


FIG.13

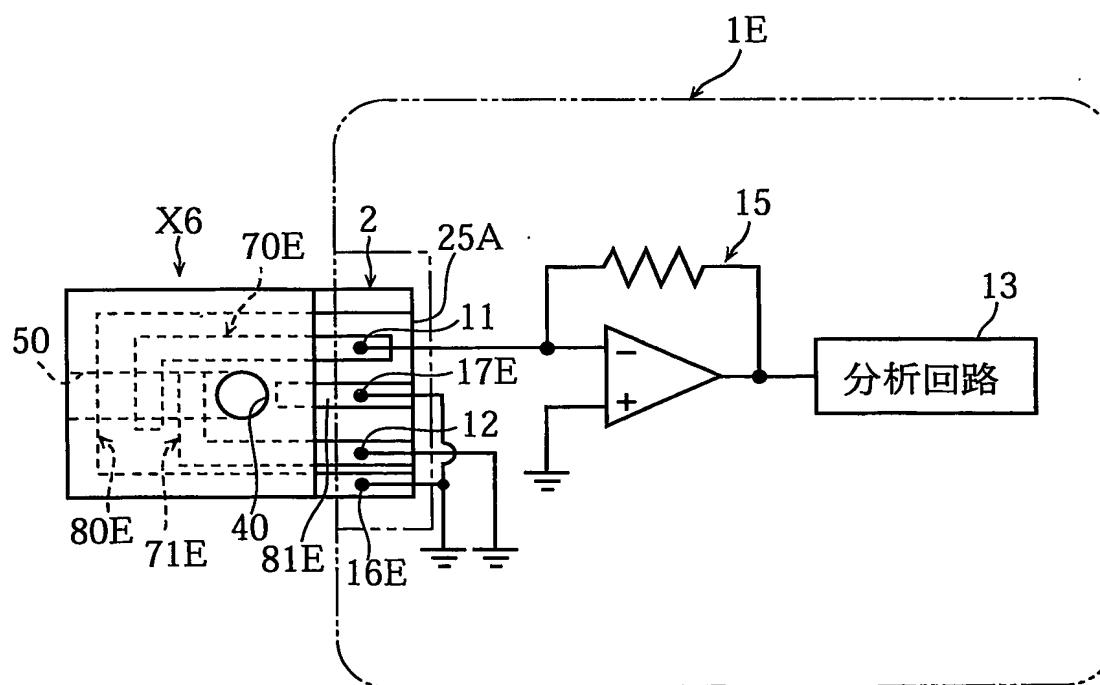
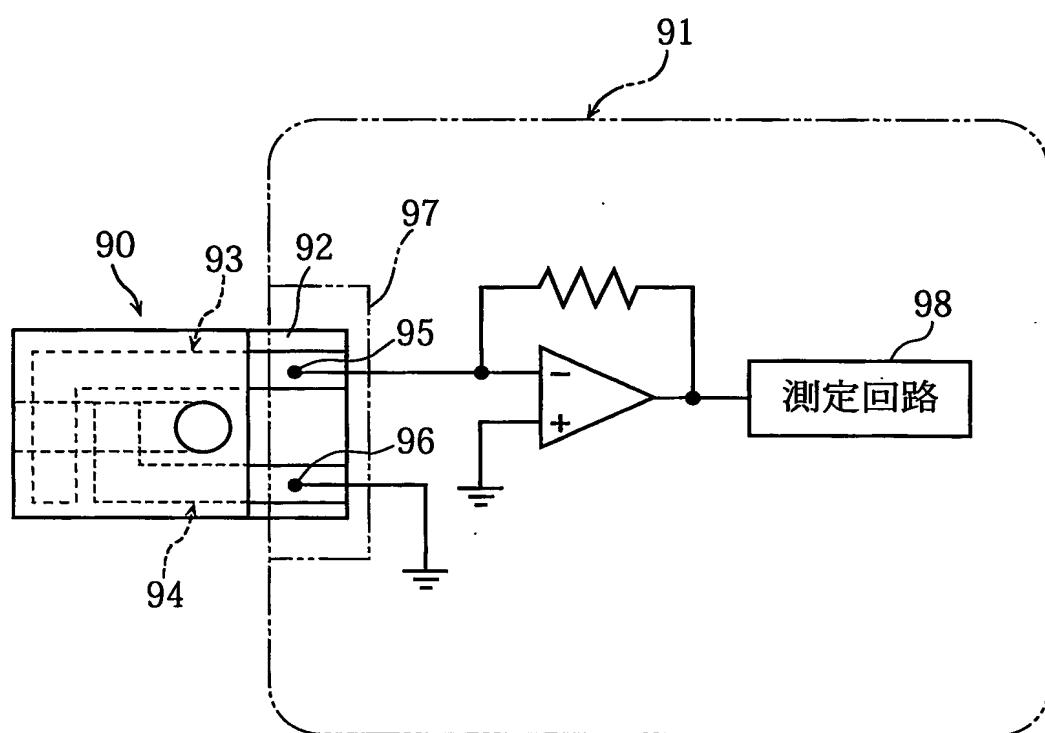


FIG.14
従来技術



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15358

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ G01N27/327

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ G01N27/26-27/49Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 00/73778 A1 (NOVA BIOMEDICAL CORP.), 07 December, 2000 (07.12.00), Full text; Figs. 1 to 6 & CA 2375089 A & AU 5176000 A & US 6258229 B & EP 1181539 A & JP 15-501626 A	1,2,11,17, 18
X Y	JP 5-164724 A (Kyoto Daiichi Kagaku Co., Ltd.), 29 June, 1993 (29.06.93), Full text; Figs. 1 to 5 & DE 69222272 C & EP 546536 A & US 5354447 A	1,2,11 8,9

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

- * Special categories of cited documents:
- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
06 January, 2004 (06.01.04)Date of mailing of the international search report
20 January, 2004 (20.01.04)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/15358

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2-310457 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 26 December, 1990 (26.12.90), Full text; Figs. 1 to 4 (Family: none)	1, 5, 6, 11 8, 9
A	JP 4-357449 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 10 December, 1992 (10.12.92), Full text; Figs. 1 to 9 & US 5320732 A	1-23
A	JP 9-189675 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 22 July, 1992 (22.07.92), Full text; Figs. 1 to 3 & US 6004441 A	1-23

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. C17 G01N27/327

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. C17 G01N27/26-27/49

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	WO 00/73778 A1 (NOVA BIOMEDICAL CORPORATION) 2000. 12. 07, 全文, 第1-6図 & CA 2375089 A & AU 5176000 A & US 6258229 B & EP 1181539 A & JP 15-501626 A	1, 2, 11, 17, 18
X	JP 5-164724 A (株式会社京都第一科学) 1993. 06. 29, 全文, 第1-5図 & DE 69222272 C & EP 546536 A & US 5354447 A	1, 2, 11
Y		8, 9

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

- 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
- 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

- 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
- 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
- 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
- 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

06. 01. 04

国際調査報告の発送日

20. 1. 20.04

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

野村 伸雄

2 J 9311



電話番号 03-3581-1101 内線 3251

C (続き) 関連すると認められる文献		関連する 請求の範囲の番号
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	
X	JP 2-310457 A (松下電器産業株式会社) 1990. 12. 26, 全文, 第1-4図 (ファミリーなし)	1, 5, 6, 11
Y		8, 9
A	JP 4-357449 A (松下電器産業株式会社) 1992. 12. 10, 全文, 第1-9図 & US 5320732 A	1-23
A	JP 9-189675 A (松下電器産業株式会社) 1997. 07. 22, 全文, 第1-3図 & US 6004441 A	1-23